



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re application of: **Takeshi MINAMIURA, et al.**

Group Art Unit: **Not Yet Assigned**

Serial No.: **10/707,070**

Examiner: **Not Yet Assigned**

Filed: **November 19, 2003**

For: **HEART BEAT/ RESPIRATION MEASURING DEVICE**

**CLAIM FOR PRIORITY UNDER 35 U.S.C. 119**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Date: November 25, 2003

Sir:

The benefit of the filing date of the following prior foreign application is hereby requested for the above-identified application, and the priority provided in 35 U.S.C. 119 is hereby claimed:

**Japanese Appln. No. 2002-340311, filed November 25, 2002**

In support of this claim, the requisite certified copy of said original foreign application is filed herewith.

It is requested that the file of this application be marked to indicate that the applicants have complied with the requirements of 35 U.S.C. 119 and that the Patent and Trademark Office kindly acknowledge receipt of said certified copy.

In the event that any fees are due in connection with this paper, please charge our Deposit Account No. 01-2340.

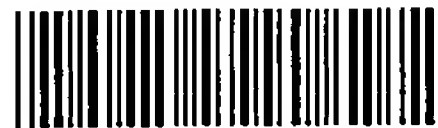
Respectfully submitted,

ARMSTRONG, KRATZ, QUINTOS,  
HANSON & BROOKS, LLP

*William L. Brooks*  
William L. Brooks

Attorney for Applicants  
Reg. No. 34,129

WLB/jaz  
Atty. Docket No. **031278**  
Suite 1000  
1725 K Street, N.W.  
Washington, D.C. 20006  
(202) 659-2930



**23850**

PATENT TRADEMARK OFFICE



(translation)

JAPAN PATENT OFFICE

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this office.

Date of Application: November 25, 2002

Application Number: Patent Application  
2002-340311

[ST.10/C]: [JP2002-340311]

Applicant(s): Sanyo Electric Co., Ltd.

October 27, 2003

Commissioner,

Japan Patent Office

Yasuo Imai

Number of Certificate

2003-3088526

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日                      2 0 0 2 年 1 1 月 2 5 日  
Date of Application:

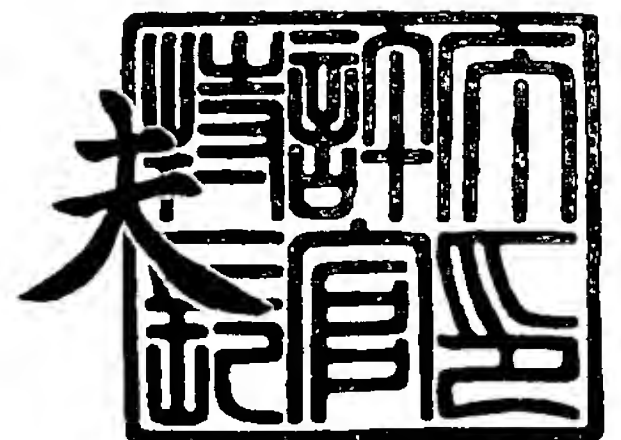
出 願 番 号                      特 願 2 0 0 2 - 3 4 0 3 1 1  
Application Number:  
[ST. 10/C] :                      [ J P 2 0 0 2 - 3 4 0 3 1 1 ]

出 願 人                      三 洋 電 機 株 式 会 社  
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 0 月 2 7 日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 NRA1020021

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/02

【発明者】

    【住所又は居所】 大阪府守口市京阪本通 2 丁目 5 番 5 号 三洋電機株式会  
社内

    【氏名】 南浦 武史

【発明者】

    【住所又は居所】 大阪府守口市京阪本通 2 丁目 5 番 5 号 三洋電機株式会  
社内

    【氏名】 阪井 英隆

【発明者】

    【住所又は居所】 大阪府守口市京阪本通 2 丁目 5 番 5 号 三洋電機株式会  
社内

    【氏名】 阪口 明

【特許出願人】

    【識別番号】 000001889

    【氏名又は名称】 三洋電機株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100100114

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 西岡 伸泰

    【電話番号】 06-6940-1766

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 037811

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1  
【物件名】 要約書 1  
【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 心拍／呼吸計測装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 人体によって圧迫されるべきセンサー(2)と、該センサー(2)の出力から心拍及び／又は呼吸を計測する計測回路とから構成され、センサー(2)は、前記圧迫による押圧力を受けて弾性復帰可能に変形するコイル部材を具え、計測回路は、前記コイル部材のインダクタンス成分及びキャパシタンス成分をそれぞれ発振用のコイル L 及びコンデンサ C とする LC 発振回路(3)と、該 LC 発振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び／又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍及び／又は呼吸に応じた生理量データを算出する演算処理回路(4)とを具えている心拍／呼吸計測装置。

【請求項 2】 センサー(2)のコイル部材は、弾性部材の周囲に巻線を施して構成される請求項 1 に記載の心拍／呼吸計測装置。

【請求項 3】 センサー(2)は、仰臥位、側臥位若しくは伏臥位の人体の下に敷いて設置されるものである請求項 1 又は請求項 2 に記載の心拍／呼吸計測装置。

【請求項 4】 センサー(2)は、前記押圧力がコイル部材の巻き軸と直交する方向に作用することとなる姿勢に設置される請求項 1 乃至請求項 3 の何れかに記載の心拍／呼吸計測装置。

【請求項 5】 センサー(2)は、前記押圧力がコイル部材の巻き軸方向に作用することとなる姿勢に設置される請求項 1 乃至請求項 3 の何れかに記載の心拍／呼吸計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人体の心拍及び／又は呼吸を計測する心拍／呼吸計測装置に関するものである。

【0 0 0 2】

【従来技術】

近年の高齢化に伴って、寝たきりの老人が増加しており、このような寝たきりの老人の体調を監視する方法として、心電計によって心拍数を計測し、心拍数の変化に基づいて診断を行なう方法が注目されている。

又、健康管理の意識が高まる現在において、一般の家庭においても簡便に就床中の心拍数を計測したいというニーズが高まっている。

#### 【 0 0 0 3 】

しかしながら、従来の心電計を用いた心拍数の計測においては、複数の電極を直接肌に貼り付ける必要があり、各電極から計測器本体へ伸びるコードによって長時間の拘束状態を強いられるという欠点があった。

又、呼吸数の計測においても同じ事情によって、家庭で簡便に計測を行なうことが困難であった。

#### 【 0 0 0 4 】

そこで、容量型センサーを用いて患者の動態を計測するシステムが知られている(非特許文献 1、2 参照)。

#### 【 0 0 0 5 】

##### 【非特許文献 1】

大久保友寛、米沢義道著「容量型センサーによる患者動態の計測システム」医用電子と生体工学, 32-2, 132/135, 1994年

##### 【非特許文献 2】

南浦武史、藤原義久、阪井英隆、松浦英文、安田昌司「ポータブル型無拘束睡眠センサの開発」, 2002年電子情報通信学会総合大会予稿集, D-7-25

#### 【 0 0 0 6 】

##### 【発明が解決しようとする課題】

容量型センサーによれば、患者の心拍数や呼吸数を無拘束で計測することが可能であるが、測定感度の点で改善の余地が残されていた。

そこで本発明の目的は、人体の心拍や呼吸を無拘束で、然も高い感度で計測することが出来る心拍／呼吸計測装置を提供することである。

#### 【 0 0 0 7 】

##### 【課題を解決する為の手段】

本発明に係る心拍／呼吸計測装置は、人体によって圧迫されるべきセンサー(2)と、該センサー(2)の出力に基づいて心拍及び／又は呼吸を計測する計測回路とから構成される。

センサー(2)は、前記圧迫による押圧力を受けて弾性復帰可能に変形するコイル部材によって構成され、計測回路は、前記コイル部材のインダクタンス成分及びキャパシタンス成分をそれぞれ発振用のコイルL及びコンデンサCとするLC発振回路(3)と、該LC発振回路(3)の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び／又は呼吸の周波数成分に基づいて心拍及び／又は呼吸に応じた生理量データを算出する演算処理回路(4)とを具えている。

例えば、センサー(2)のコイル部材は、弾性部材の周囲に巻線を施して構成することが出来る。

#### 【0008】

上記本発明の心拍／呼吸計測装置において、センサー(2)は、例えば寝た状態の人体、即ち仰臥位、側臥位若しくは伏臥位の人体の下に敷いて設置される。従って、人体の心拍動や呼吸動に伴ってセンサー(2)が圧迫され、押圧力を受けることになる。この結果、センサー(2)は弾性変形する。

#### 【0009】

尚、センサー(2)は、前記押圧力がコイル部材の巻き軸と直交する方向に作用することとなる姿勢に設置することが可能である。この場合、センサー(2)は、前記押圧力を受けて、コイル部材の巻き軸と直交する方向に圧縮され、断面積が変化することになる。

又、センサー(2)は、前記押圧力がコイル部材の巻き軸方向に作用することとなる姿勢に設置することが可能である。この場合、センサー(2)は、前記押圧力を受けて、コイル部材の巻き軸方向に圧縮され、長さが変化することになる。

#### 【0010】

ところで、センサー(2)を構成する渦巻き状のコイル部材は、インダクタンス成分とキャパシタンス成分を有しており、上述の如く断面積や長さが変化することによってインダクタンスが変化すると共に、センサー(2)の弾性変形、コイルの線間距離の変化、及びコイルと人体との距離の変化によってキャパシタンスが



変化し、このインダクタンス及びキャパシタンスの変化には、心拍及び呼吸の周波数成分が含まれている。

LC 発振回路(3)は、センサー(2)のインダクタンス及びキャパシタンスの変化に伴って、発振周波数が増加する。演算処理回路(4)は、この発振周波数の変化を検知し、該変化に含まれる心拍及び／又は呼吸の周波数成分から心拍及び／又は呼吸に応じた生理量データ(例えば心拍数、呼吸数、心拍周期、呼吸周期)を算出する。

#### 【 0 0 1 1 】

##### 【発明の効果】

本発明に係る心拍／呼吸計測装置によれば、センサーは例えばベッドやマットに設置すればよいので、人体の心拍や呼吸を無拘束で計測することが出来る。又、心拍や呼吸に伴ってセンサーのインダクタンスとキャパシタンスの両方が変化するので、高い精度で心拍や呼吸を計測することが出来る。

#### 【 0 0 1 2 】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態につき、図面に沿って具体的に説明する。

本発明に係る心拍／呼吸計測装置は、図 1 及び図 2 に示す如くマット(1)の表面に、人体の上半身に対応させて、センサー(2)を配備しており、該センサー(2)は、人体の上半身による圧迫によって押圧力を受けることになる。

#### 【 0 0 1 3 】

センサー(2)は、図 3 に示す如く、円弧状に湾曲した樹脂板からなる弾性部材(21)と、該弾性部材(21)の周囲に装着されたコイル(22)とから構成される。該弾性部材(21)は、平面形状が長方形、断面形状が横長の半楕円形を呈し、巻き軸方向の長さLが250mm、巻き軸と直交する方向の幅Wが150mm、高さHが9mmに形成されており、該弾性部材(21)の周囲に、線径0.2mmの軟銅線が約450回巻き付けられて、コイル(22)が形成されている。

この様に、センサー(2)のコイル(22)の内部空間に弾性部材(21)を挿入することによって、コイル(22)の巻線の崩れを防止すると共に、コイル(22)の弾性復帰力を補っている。

尚、コイル(22)の内部空間には、樹脂製の弾性部材(21)に代えて、スポンジ、エアバッグ、バネ等を挿入することが可能である。又、コイル(22)の外部空間に、樹脂製の弾性部材、スポンジ、エアバッグ、バネ等を配置した構成によっても、測定精度の向上を図ることが出来る。

#### 【0014】

センサー(2)は、図1及び図2に示す如く、仰臥位、側臥位、若しくは伏臥位の人体の上半身によって圧迫され、人体の心拍動や呼吸動に伴う押圧力Fを受ける。この押圧力Fの作用によって、センサー(2)は図4中に実線で示す無負荷状態から鎖線で示す様に弾性変形し、押圧力の変化に伴って断面積が変化すると共に、コイル(22)の線間距離、及びコイル(22)と人体との距離が変化することになる。

#### 【0015】

センサー(2)のインダクタンスをL、真空の透磁率を $\mu_0$ 、断面積をA、巻数をN、長さをL、長岡係数をKで表わすと、下記数1が成立する。

#### 【数1】

$$L = K(\mu_0 AN^2 / L)$$

#### 【0016】

従って、センサー(2)の断面積Aが変化することによって、センサー(2)のインダクタンスLが変化することになる。該インダクタンスの変化には、心拍及び呼吸の周波数成分が含まれている。

又、センサー(2)を構成するコイル部材は、インダクタンス成分のみならず、キャパシタンス成分をも有しているため、人体から受ける押圧力によるセンサー(2)の弾性変形、コイル(22)の線間距離の変化、及びコイル(22)と人体との距離の変化によって、キャパシタンスCも変化することになり、該キャパシタンスの変化には、心拍及び呼吸の周波数成分が含まれている。

#### 【0017】

センサー(2)には、図1に示す如く、該センサー(2)を発振用のコイル及びコンデンサとするLC発振回路(3)が接続され、更に該LC発振回路(3)には、マイクロコンピュータ等から構成される演算処理回路(4)が接続されている。

## 【0 0 1 8】

センサー(2)は、図5に示す如く、コイルLとコンデンサCを並列接続してなる等価回路で表わすことが出来、LC発振回路(3)は、該センサー(2)を含むLC発振回路部(31)と、LC発振回路部(31)の動作を妨げずに発振信号を出力段へ供給するためのバッファ回路部(32)と、バッファ回路部(32)から得られる正弦波の発振信号を矩形波の発振信号に変換する整形回路部(33)とから構成されており、整形回路部(33)が出力端子(34)に繋がっている。

## 【0 0 1 9】

尚、上記LC発振回路(3)において、発振周波数 $f_0$ は下記数2によって表わされる。

## 【数2】

$$f_0 = 1 / (2\pi \cdot \sqrt{LC})$$

## 【0 0 2 0】

図7は、上記LC発振回路(3)における各ポイントの電圧波形を表わしている。波形Aは、センサー(2)の出力端aの電圧波形であり、波形Bは、バッファ回路部(32)の入力端bの電圧波形であり、波形Cは、整形回路部(33)の入力端cの電圧波形であり、波形Dは、整形回路部(33)の出力端dの電圧波形である。

## 【0 0 2 1】

LC発振回路(3)から出力される矩形波状の電圧信号は、図1の如く演算処理回路(4)へ供給される。演算処理回路(4)においては、図6に示す如く、先ずステップS1にて、内蔵するカウンタにより矩形波状電圧信号の単位時間当たりのパルス数をカウントして発振周波数を計測する。該発振周波数の変動には、心拍の周波数成分と呼吸の周波数成分とが含まれていることになる。

次に、ステップS2にて、計測された発振周波数の変動に対してデジタルフィルタ等の演算処理を施して、心拍の周波数成分と呼吸の周波数成分を抽出する。

最後にステップS3では、抽出された心拍の周波数成分と呼吸の周波数成分から、心拍数と呼吸数を算出する。

## 【0 0 2 2】

図8は、演算処理回路(4)によって計測された発振周波数の変動Pと、心電計

(図示省略)によって計測された心電図 R と、呼吸計測器(図示省略)によって計測された呼吸による電圧変動 R とを表わしたものである。図示の如く、発振周波数の変動 P には、心拍の周波数成分と呼吸の周波数成分とが含まれていることが明らかである。

#### 【 0 0 2 3 】

又、図 9 は、図 8 に示す発振周波数の変動 P の一部を拡大表示したものであって、図示の如く発振周波数の変動 P に基づいて、心拍の 1 つの発生時点から次の発生時間までの時間と、呼吸の 1 つの発生時点から次の発生時間までの時間を計測することによって、それぞれ心拍周期と呼吸周期を検知することが出来る。図 9 においては、心拍周期は  $t_{hi}$  (秒)、呼吸周期は  $t_{ri}$  (秒)となり、更にそれらの結果から、1 分間当りの心拍数を  $(60 / t_{hi})$ 、呼吸周期を  $(60 / t_{ri})$  と求めることが出来る。

従って、上述のフィルター処理等の演算処理によって、発振周波数の変動から心拍の周波数成分と呼吸の周波数成分を抽出し、心拍周期、心拍数、呼吸周期及び呼吸数を算出することが出来るのである。

#### 【 0 0 2 4 】

上述の如く、本発明の心拍／呼吸計測装置によれば、センサー(2)はマット(1)に取り付けることが出来るので、人体を拘束することなく、寝た状態の人体の心拍数や呼吸数を計測することが出来る。

又、本発明に係る心拍／呼吸計測装置によれば、心拍や呼吸に伴ってセンサーのインダクタンスとキャパシタンスの両方が変化するので、高い精度で心拍数と呼吸数を計測することが出来る。

#### 【 0 0 2 5 】

尚、本発明の各部構成は上記実施の形態に限らず、特許請求の範囲に記載の技術的範囲内で種々の変形が可能である。例えば、センサー(2)を構成するコイル部材は、上述の寸法や巻数に限定されるものではない。

#### 【 0 0 2 6 】

又、センサー(2)を構成するコイル部材は、上述の如く押圧力が巻き軸と直交する方向に作用することとなる姿勢に設置して、径方向に弾性変形させる構成に

限らず、押圧力が巻き軸方向に作用することとなる姿勢に設置して、巻き軸方向に弾性変形させる構成を採用することも可能である。この場合、ベッドに内蔵されたスプリングをセンサー(2)のコイル部材として利用することも可能である。

#### 【0 0 2 7】

更に、上記実施例では、LC発振回路(3)からの出力される矩形波状の電圧信号の単位時間当りのパルス数をカウントして発振周波数を計測し、該発振周波数から心拍の周波数成分と呼吸の周波数成分を抽出しているが、これに限らず、計測した発振周波数を電圧値に変換し、該電圧値に基づいて発振周波数の変化を検知することも可能である。

電圧値に基づいて発振周波数の変化を検知する方法としては、周知のPLLを用いて発振周波数の変化を電圧で出力する方法を採用することが出来る。この場合、図5の出力端dから得られる矩形波状電圧信号をPLLに基準周波数として与え、出力周波数と位相を比較して、位相が合う様にVCO回路への印加電圧を変化させる。このVCO回路への印加電圧を測定することによって、出力端dから得られる矩形波状電圧信号のパルス周波数の変化を電圧変化として測定することが出来るのである。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

本発明に係る心拍／呼吸計測装置の構成を示すブロック図である。

##### 【図2】

センサーの取付け位置を説明する図である。

##### 【図3】

センサーの構成を示す斜視図である。

##### 【図4】

センサーの弾性変形の様子を表わす図である。

##### 【図5】

LC発振回路の構成例を示す回路図である。

##### 【図6】

演算処理回路の動作を説明するフローチャートである。

**【図 7】**

L C 発振回路の各ポイントの波形を示すグラフである。

**【図 8】**

本発明の心拍／呼吸計測装置によって計測された発振周波数の変動と、心電計によって計測された心電図と、呼吸計測器によって計測された呼吸による電圧変動とを表わすグラフである。

**【図 9】**

前記発振周波数の変動を拡大して示すグラフである。

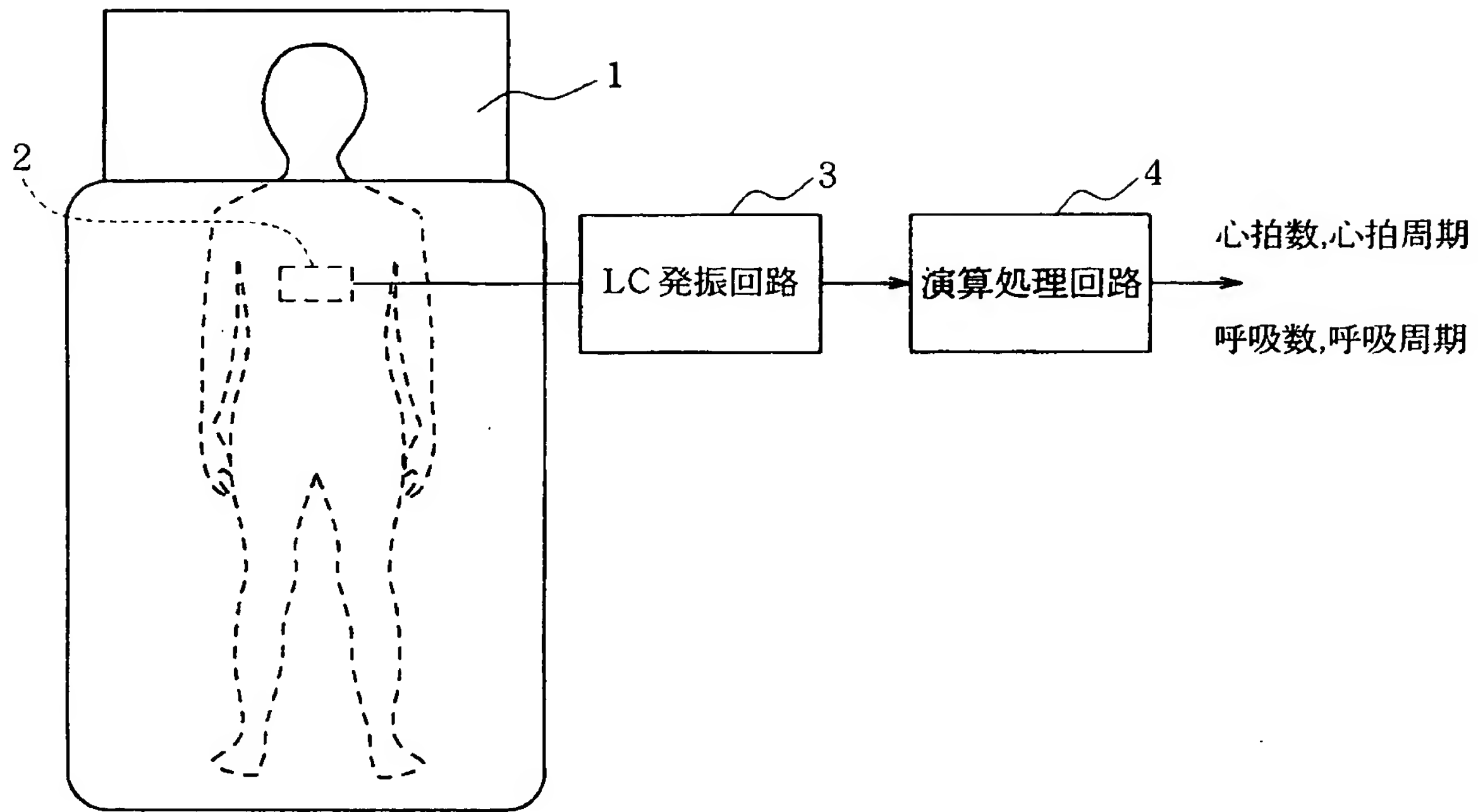
**【符号の説明】**

- (1) マット
- (2) センサー
- (3) L C 発振回路
- (4) 演算処理回路

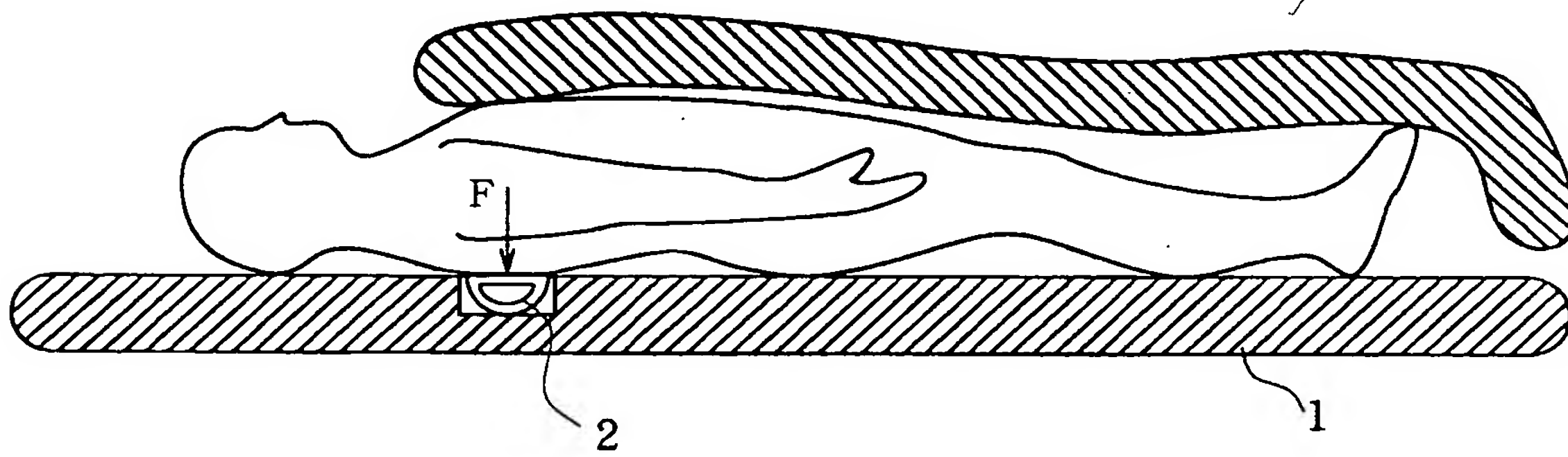


【書類名】 図面

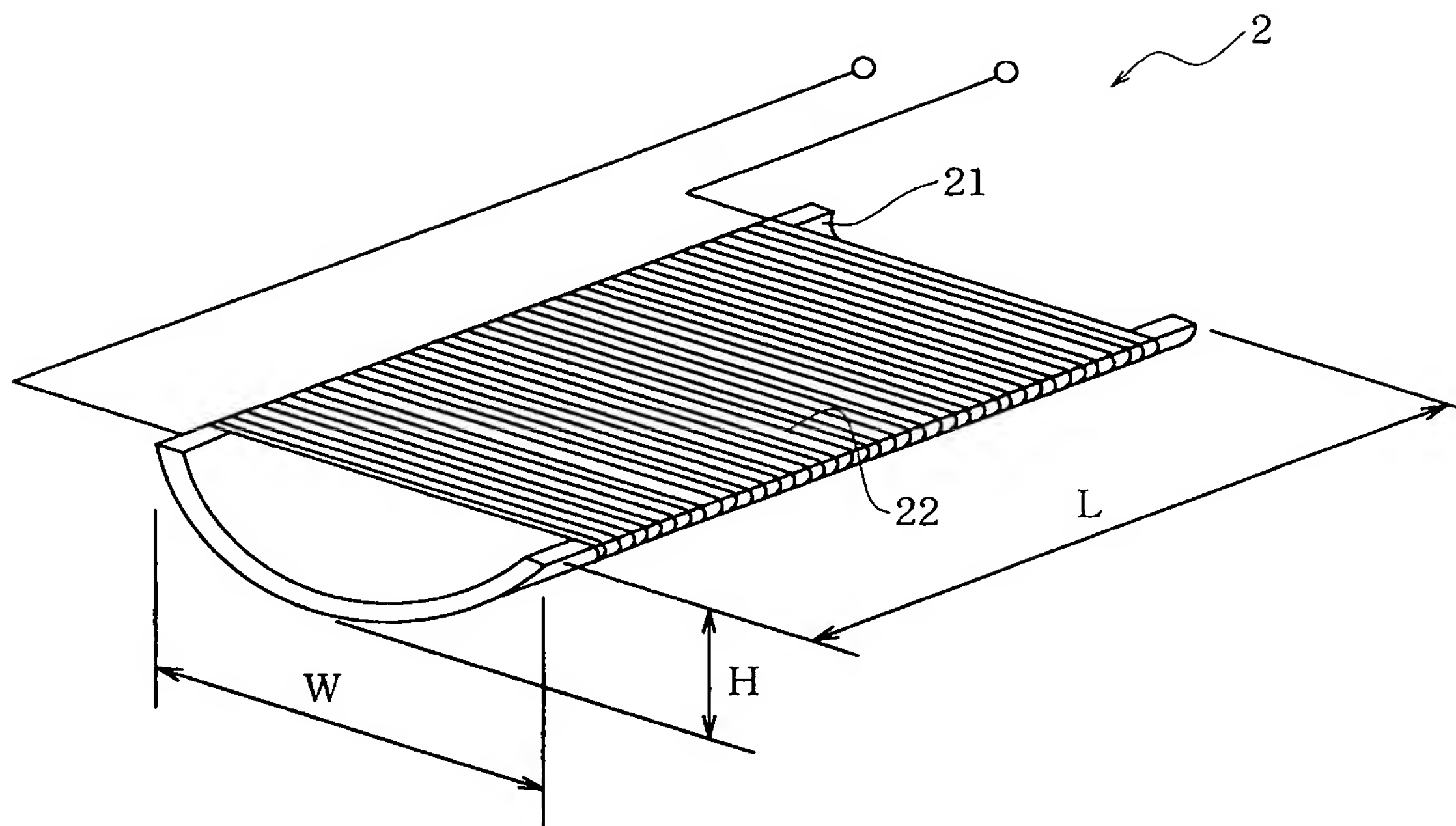
【図 1】



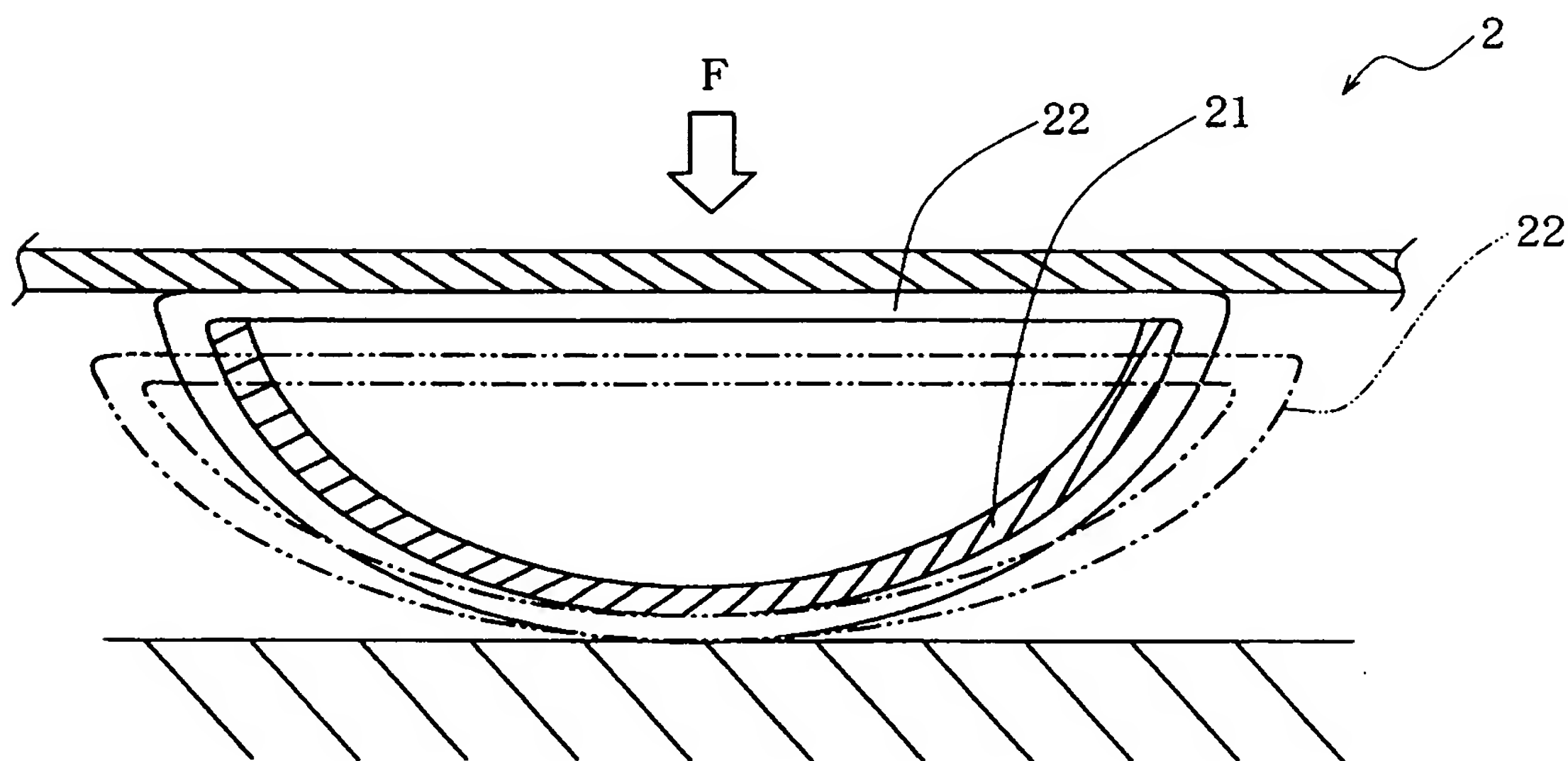
【図 2】



【図 3】

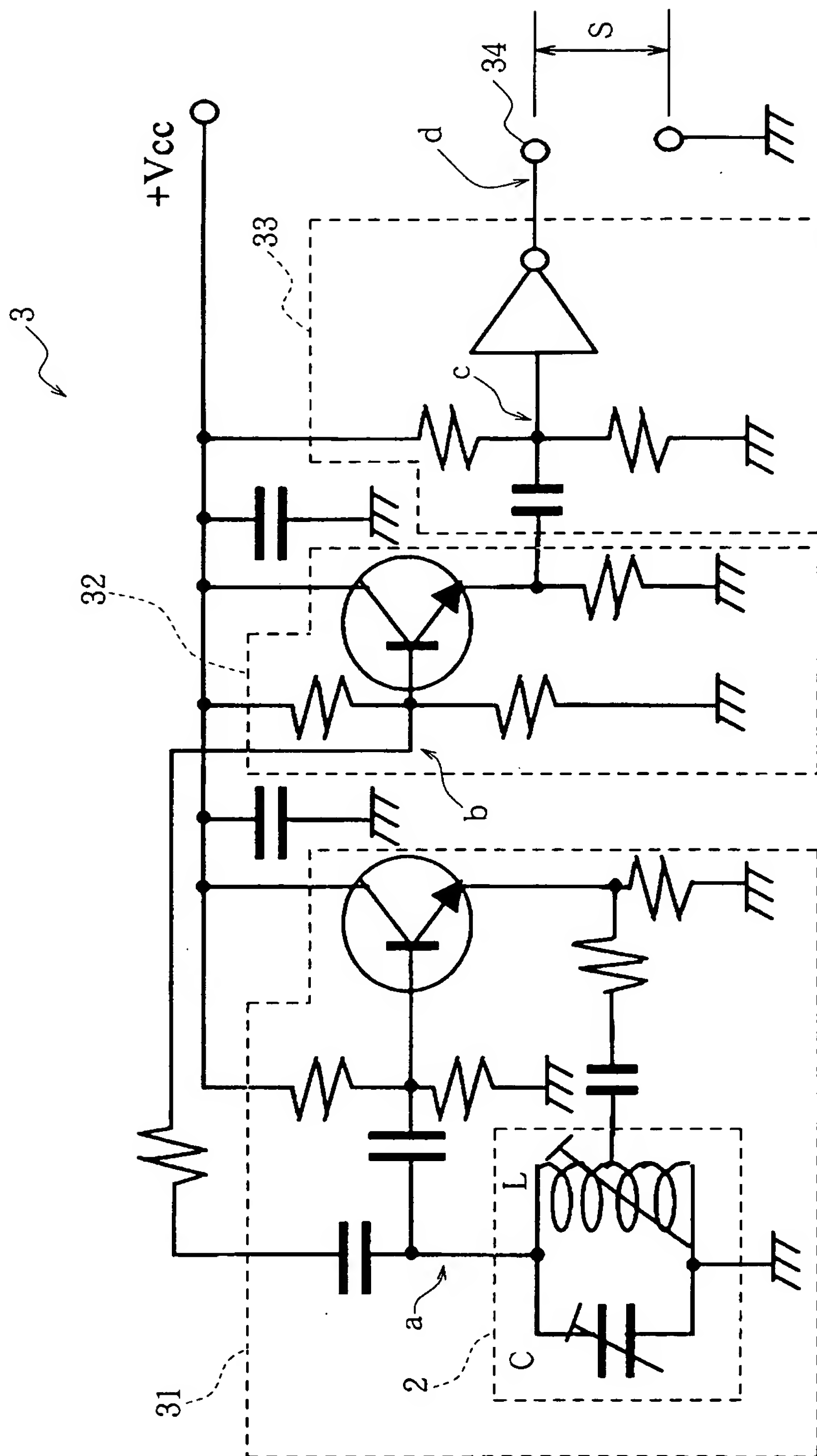


【図 4】

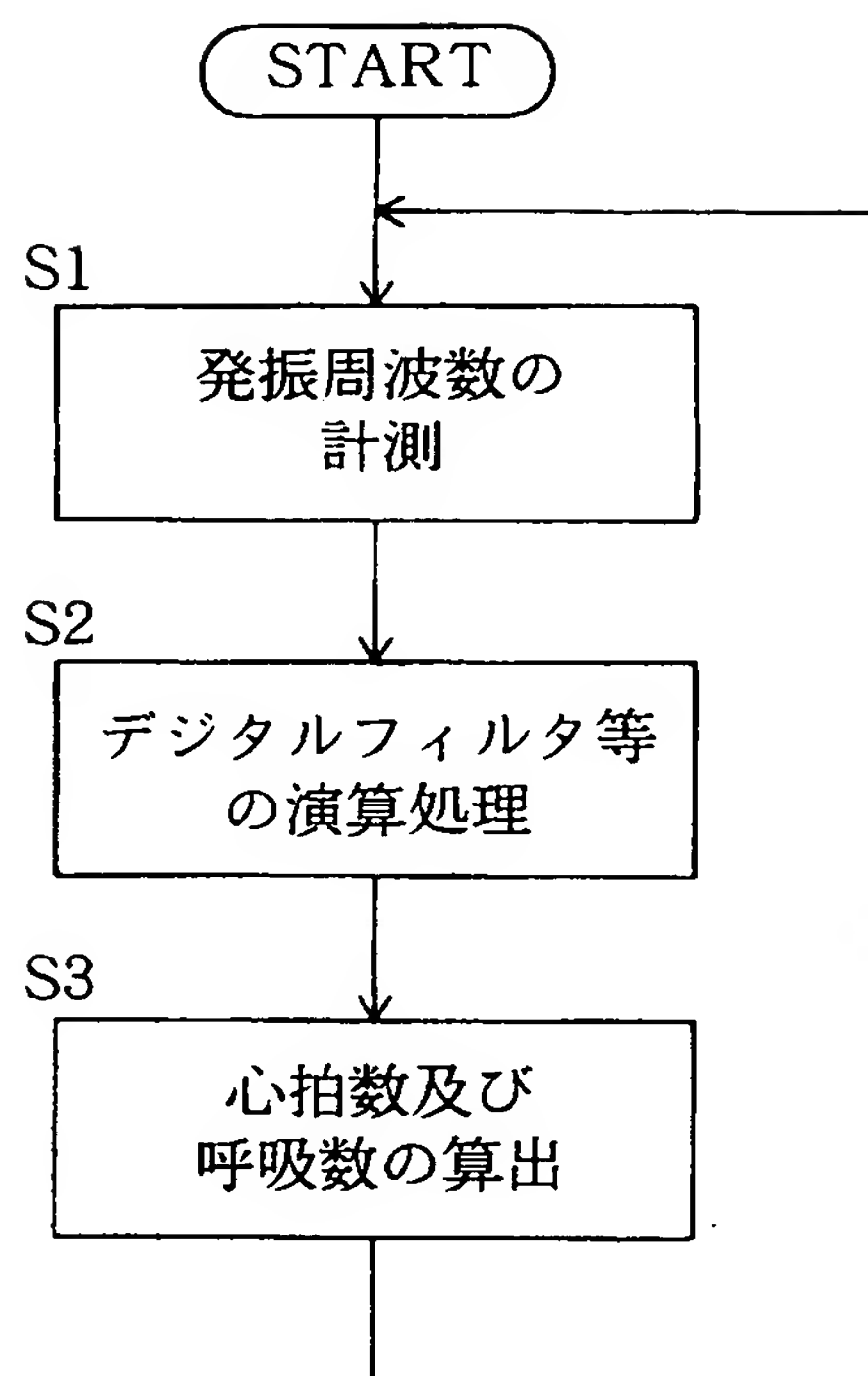




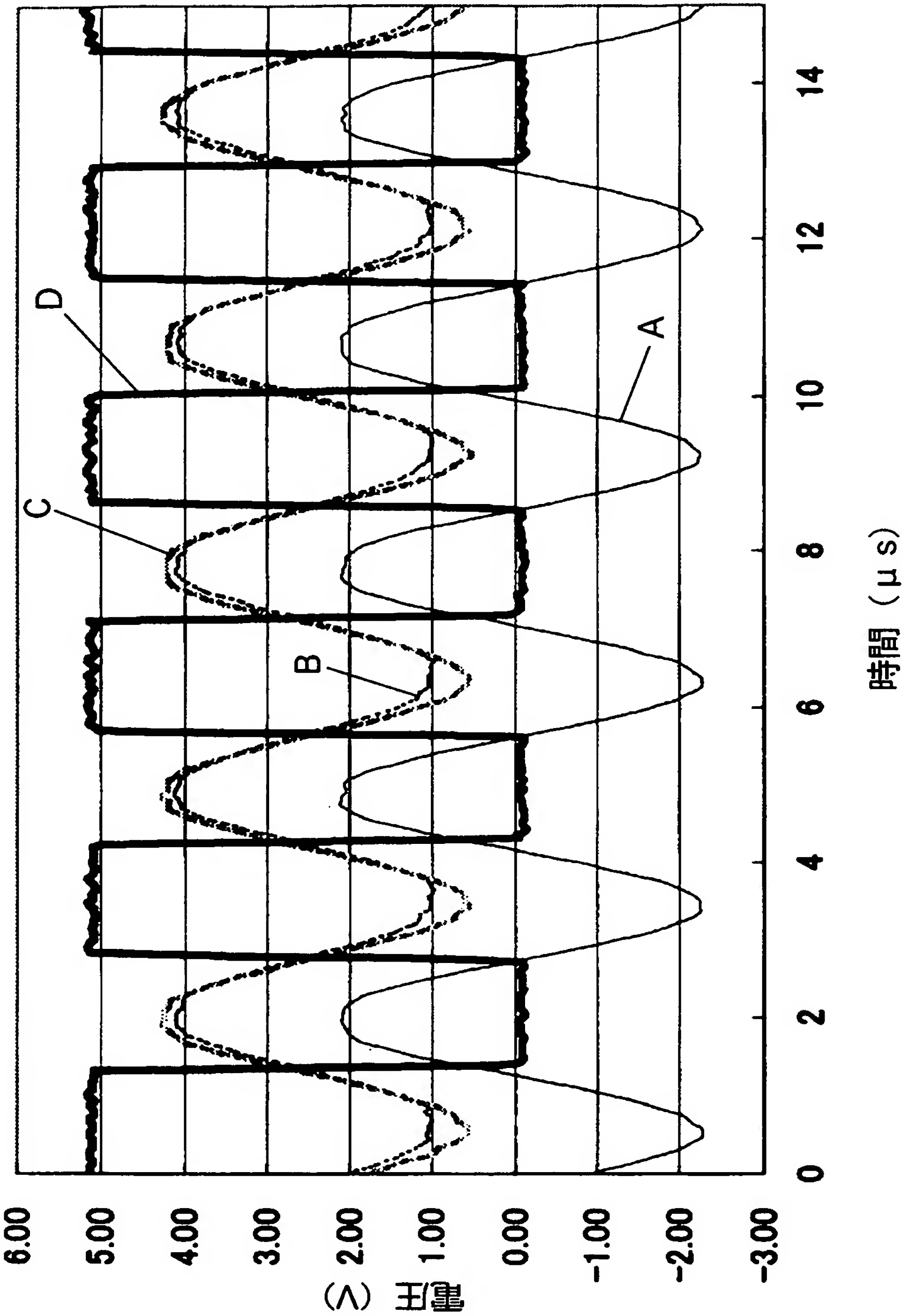
【図 5】



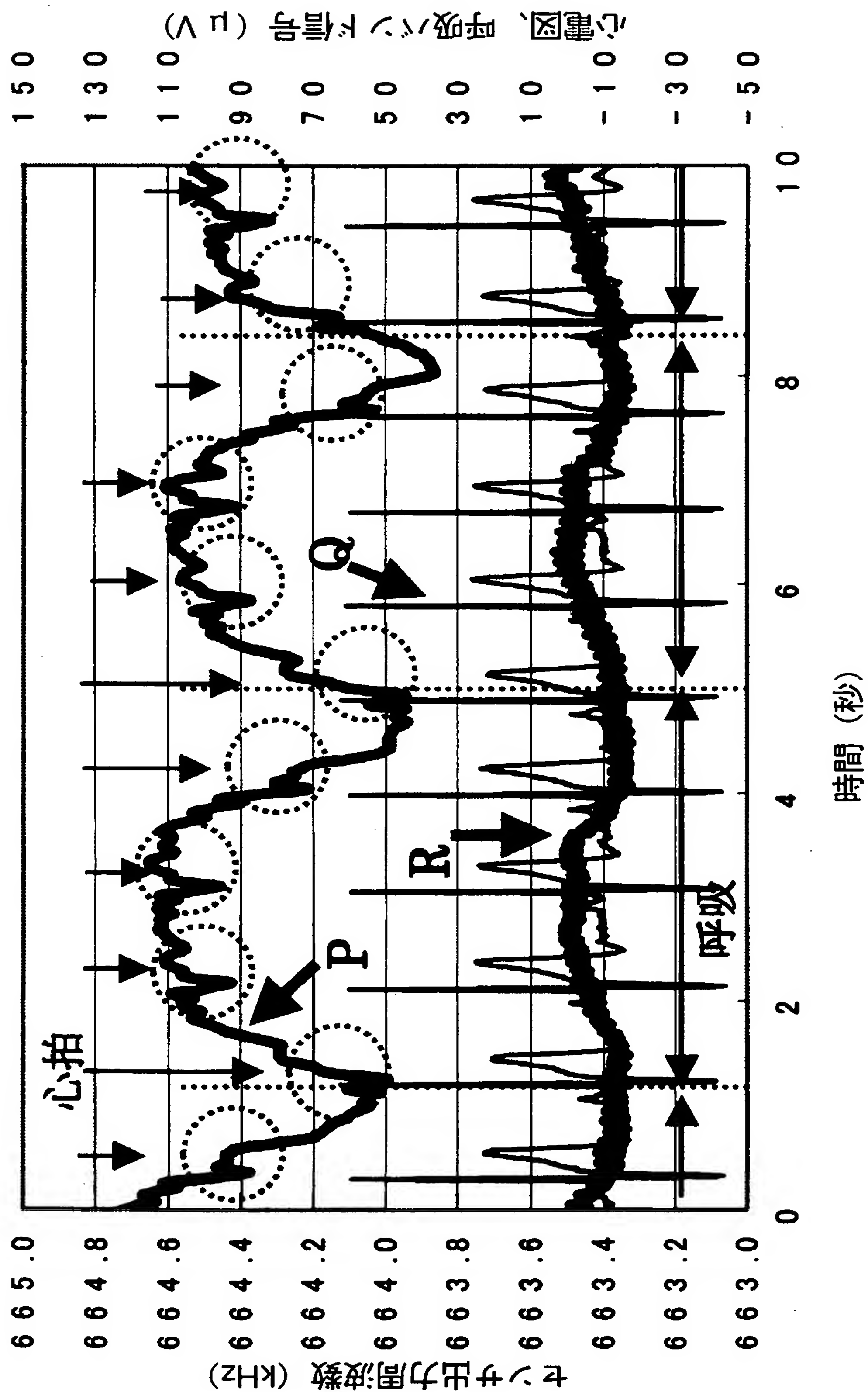
【図 6】



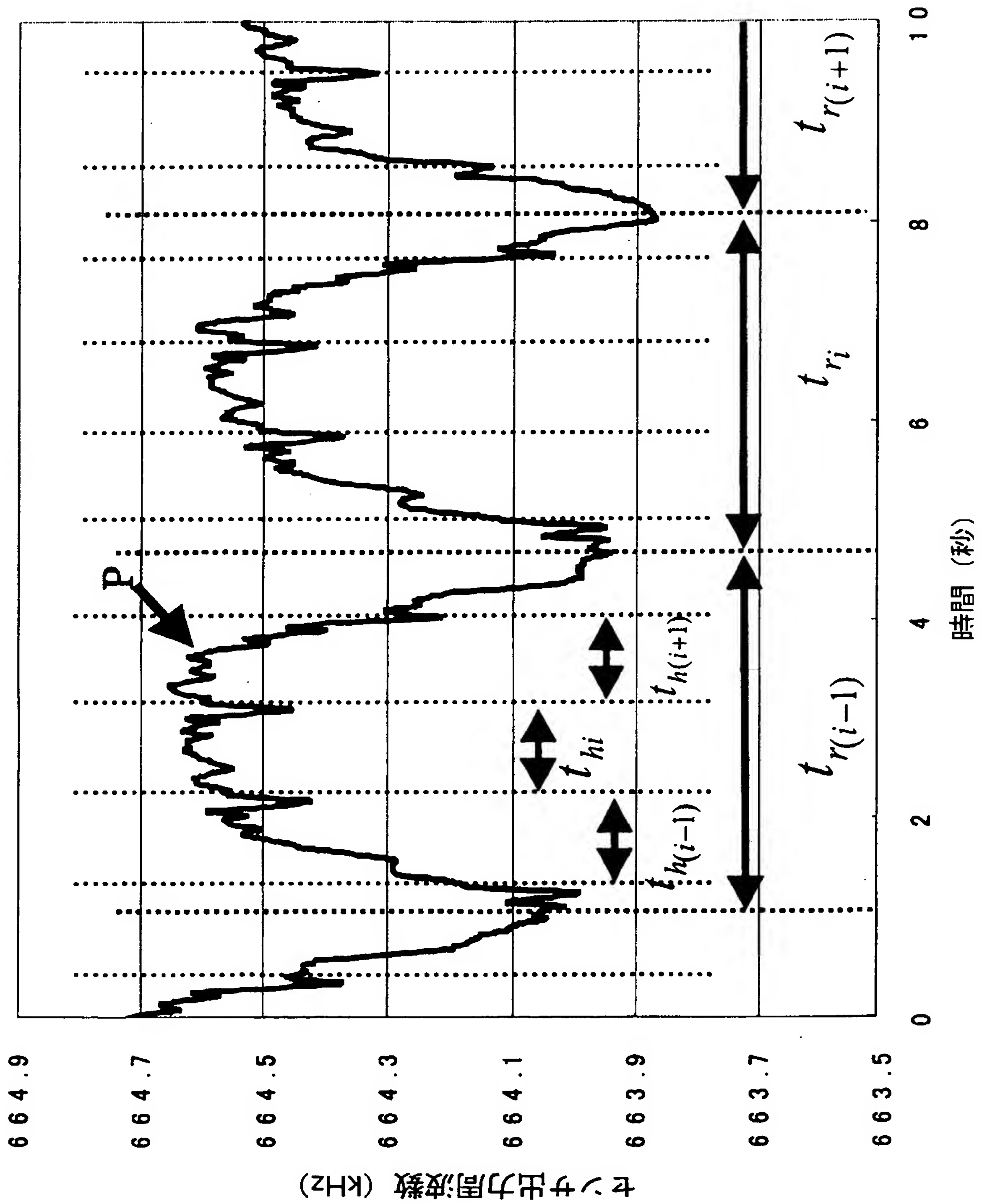
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 人体の心拍や呼吸を無拘束で然も高い感度で計測することが出来る心拍／呼吸計測装置を提供する。

【解決手段】 本発明に係る心拍／呼吸計測装置は、人体によって圧迫されるべきセンサー 2 と、該センサー 2 の出力から心拍及び呼吸を計測する計測回路とから構成される。センサー 2 は、前記圧迫による押圧力を受けて弾性変形すべきコイル部材によって構成される。計測回路は、前記コイル部材のインダクタンス成分及びキャパシタンス成分をそれぞれ発振用のコイル L 及びコンデンサ C とする LC 発振回路 3 と、該 LC 発振回路 3 の発振周波数の変化を検出し、該変化に含まれる心拍及び呼吸の周波数成分に基づいて心拍周期、心拍数、呼吸周期及び呼吸数を算出する演算処理回路 4 とを具えている。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 3 4 0 3 1 1
受付番号	5 0 2 0 1 7 7 1 9 5 4
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 1 月 2 6 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年11月25日
-------	-------------

次頁無

特願 2 0 0 2 - 3 4 0 3 1 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 1 8 8 9 ]

1. 変更年月日

1 9 9 3 年 1 0 月 2 0 日

[変更理由]

住所変更

住 所

大阪府守口市京阪本通 2 丁目 5 番 5 号

氏 名

三洋電機株式会社